



12

## Gebrauchsmuster

U1

- (11) Rollennummer G 93 17 984.7
- (51) Hauptklasse A61B 6/00  
Nebeklasse(n) A61C 19/04 H04B 10/12  
G01D 15/14 G01N 21/64
- (22) Anmeldetag 24.11.93
- (47) Eintragungstag 23.03.95
- (43) Bekanntmachung  
im Patentblatt 04.05.95
- (54) Bezeichnung des Gegenstandes  
Vorrichtung zum Erkennen von Karies
- (73) Name und Wohnsitz des Inhabers  
Kaltenbach & Voigt GmbH & Co, 88400 Biberach, DE
- (74) Name und Wohnsitz des Vertreters  
Mitscherlich und Kollegen, 80331 München

24 11 93

## Vorrichtung zum Erkennen von Karies

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Erkennen von Karies an Zähnen unter  
 5 Ausnutzung der von den Zähnen bei Bestrahlung mit einer Primär-Strahlung  
 zurückgestrahlten Sekundär-Strahlung. Als Sekundär-Strahlung kommt insbesondere die  
 Fluoreszenzstrahlung in Betracht.

Eine Vorrichtung zum Erkennen von Karies gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1  
 10 ist aus der US 4,479,499 bekannt. Die in der US 4,479,499 offenbarte Vorrichtung  
 weist eine Emissionseinrichtung zum Erzeugen einer Primär-Strahlung und eine  
 Detektiereinrichtung zum Auswerten der von dem zu observierenden Zahn  
 zurückgestrahlten Sekundär-Strahlung auf. Als Emissionseinrichtung findet bei der aus  
 15 der genannten Patentschrift bekannten Vorrichtung eine Lichtquelle im kurzwelligen  
 sichtbaren Spektralbereich vorzugsweise mit einer Wellenlänge von 410 nm  
 Verwendung. Bei der zurückgestrahlten Sekundär-Strahlung handelt es sich entweder  
 um gegenüber der Anregungsstrahlung langwelligere Fluoreszenzstrahlung oder die  
 Sekundär-Strahlung elastischer Streuprozesse. Die zurückgestrahlte Sekundär-Strahlung  
 20 wird mittels zweier Photodetektoren aufgezeichnet in deren Strahlengängen sich  
 Bandpaßfilter mit unterschiedlichen spektralen Durchlaßbereichen befinden. Den  
 Transport der Primär- und Sekundär-Strahlung von der Emissionseinrichtung zu dem zu  
 untersuchenden Zahn bzw. von dem zu untersuchenden Zahn zu der  
 Detektiereinrichtung erfolgt über eine Glasfaserleitung.

Bei der aus der US 4,479,499 bekannten Vorrichtung wird die unterschiedliche  
 25 spektrale Intensitätsverteilung im Fluoreszenzspektrum des zu untersuchenden  
 Zahnschmelzes in kariösen Arealen einerseits und nicht-kariösen Bereichen andererseits  
 ausgenutzt. Fig. 2 zeigt die spektrale Intensitätsverteilung des Fluoreszenzspektrums des  
 zu untersuchenden Zahnschmelzes bei einer Bestrahlung mit einer monochromatischen  
 30 Primär-Strahlung, die eine Wellenlänge von 406 nm aufweist. Die Intensitätsverteilung  
 der Fluoreszenzstrahlung, die von einem gesunden nichtkariösen Zahnschmelzgewebe  
 emittiert wird, ist in Fig. 2 mit dem Bezugszeichen 30 gekennzeichnet. Charakteristisch  
 für die Fluoreszenzstrahlung nichtkariöser Bereiche ist, daß die Intensität stetig mit  
 zunehmender Wellenlänge abnimmt. Die in Fig. 2 mit dem Bezugszeichen 31 versehene  
 35 Kurve stellt die spektrale Intensitätsverteilung der Fluoreszenzstrahlung dar, wie sie von  
 einem kariösen Areal emittiert wird. Deutlich erkennbar ist das Auftreten mehrerer  
 Maxima in der Intensitätsverteilung. Die vorbekannte Vorrichtung zum Erkennen von

93 17 93

24.11.93

Karies nutzt gezielt die beschriebenen spektralen Unterschiede der Intensitätsverteilungen der Fluoreszenzstrahlung eines nichtkariösen Bereiches und eines kariösen Areal zum Erkennen von Karies. Hierzu wird die zurückgestrahlte Strahlung zwei separaten Photodetektoren zugeführt, die durch vorgeschaltete schmalbandige  
 5 Filter jeweils für unterschiedliche Spektralbereiche sensitiv sind. Durch eine Vergleichsmessung jeweils im Bereich hoher Intensität der Fluoreszenzstrahlung, wie sie von einem kariösen Areal einerseits und von einem nichtkariösen Bereich andererseits emittiert wird, läßt sich feststellen, ob in dem gerade untersuchten Bereich des Zahns Karies vorliegt. Die Ausgangssignale der beiden Photodetektoren werden dazu  
 10 einer Differenz- oder Quotientenbildung unterworfen und ein Anzeigeelement zeigt das Vorliegen von Karies an, wenn das Ausgangssignal der Differenz- bzw. Quotientenbildungs-Schaltung einen vorgegeben Wert überschreitet.

Bei der bekannten Anordnung zur Karieserkennung ist jedoch nachteilig, daß sie sich  
 15 nur zur Einzelbetrachtung von Beobachtungsstellen an dem zu untersuchenden Zahn nicht jedoch zur großflächigen Untersuchung der Zahnoberfläche eignet, was zeitaufwendig ist. Darüber hinaus ist das Erkennen nur geringer Spuren von Karies, insbesondere im Frühstadium, nicht oder nur unzureichend ermöglicht.

20 Es ist daher die Aufgabe der Erfindung eine besonders empfindliche Einrichtung zum Erkennen von Karies an Zähnen anzugeben, die eine großflächige Beobachtung der zu untersuchenden Zahnoberfläche gestattet.

Die Aufgabe wird durch die kennzeichnenden Merkmale des Anspruchs 1 gelöst.  
 25

Die Emissionseinrichtung für die Primärstrahlung wird erfindungsgemäß in der Weise betrieben, daß die Primärstrahlung nicht kontinuierlich, sondern gepulst während eines Anregungs-Intervalls erzeugt wird. Mit dem lichtempfindlichen Element der Detektiereinrichtung, z.B. einem Detektor oder einer empfindlichen Videokamera, wird  
 30 die zurückgestrahlte Sekundär-Strahlung dann während eines gegenüber dem Anregungs-Intervall zeitverzögerten Auswerte-Intervalls erfaßt. Der Erfindung liegt die Erkenntnis zugrunde, daß kariöse Areale eine deutlich andere Fluoreszenzkinetik als gesunder Zahnschmelz zeigen und daher eine Unterscheidung kariöser und nichtkariöser Bereiche auf der Grundlage von Intensitätsunterschieden der emittierten  
 35 Fluoreszenzstrahlung nach vorgegebener Verzögerungszeit möglich ist. Aufgrund der direkten Messung von Intensitäten der beobachteten Sekundär-Strahlung ohne die Notwendigkeit einer weiteren Signalauswertung durch Differenz- oder

93.11.93

24 11 93  
3

Quotientenbildung wird der unmittelbare Einsatz einer Videokamera anstelle eines Detektors ermöglicht.

Die Ansprüche 2 bis 20 betreffen vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung.

5

Gemäß Anspruch 2 kann zur Synchronisation des Auswerte-Intervalls auf das Anregungs-Intervall die Emissionseinrichtung einen Impulserzeuger aufweisen, der entsprechend Anspruch 3 den Impuls mittels eines optoelektronischen Wandlers und eines nachgeschalteten Impulsformers unmittelbar aus dem optischen Anregungsimpuls erzeugen kann. Als lichtempfindliches Element der Detektiereinrichtung kann entweder eine Videokamera entsprechend den Ansprüchen 4 bis 7 zur in-situ-Beobachtung der zu untersuchenden Zahnoberfläche und/oder gemäß den Ansprüchen 8 und 9 ein Detektorsystem zur quantitativen Erfassung vorgesehen sein. Hierbei kann entweder entsprechend Anspruch 5 eine spezielle zeitsteuerbare Videokamera verwendet werden oder der Videokamera kann entsprechend Anspruch 6 ein optoelektronisch oder mechanisch arbeitender und auf den Anregungsimpuls synchronisierter Verschluß vorgeschaltet sein. Letzteres gestattet den Einsatz einer konventioneller empfindlichen CCD-Kamera.

20 Zur weiteren Auswertung kann die Videokamera gemäß Anspruch 7 mit einem Video-Sichtgerät und/oder einem Video-Aufzeichnungsgerät verbunden sein. Zur Erzeugung des Anregungspulses eignen sich gemäß Anspruch 10 eine Vielzahl gepulst arbeitender Laser. Besonders vorteilhaft ist die Verwendung eines Stickstofflasers. Die Emissionseinrichtung kann weiterhin über eine Weißlicht-Quelle verfügen. Dies bietet den Vorteil, daß bei Beobachtung mit der Kamera nicht nur die fluoreszierende Zahnoberfläche, sondern auch andere Bereiche, wie Füllungen, der Kieferbereich oder die Untersuchungsinstrumente sichtbar sind.

30 Zur Übertragung der Primärstrahlung von der Emissionseinrichtung mit dem zu observierenden Zahn und der Sekundär-Strahlung von dem zu observierenden Zahn zu der Detektiereinrichtung eignet sich insbesondere ein Lichtleitersystem entsprechend den Ansprüchen 12 bis 16. Der Lichtleiter kann dabei zwei getrennte Lichtleiterelemente jeweils zur Übertragung der Primär- und Sekundärstrahlung aufweisen.

35

93 17 984

24 11 90

Der Durchlaßbereich eines vor der Kamera bzw. dem Detektor vorzusehenden Filters wird entsprechend Anspruch 20 vorzugsweise so gewählt, daß die Hintergrundstrahlung unterdrückt wird und die Fluoreszenzstrahlung möglichst ungehindert durchtreten kann.

- 5 In der Zeichnung sind Ausführungsformen der Erfindung beispielhaft dargestellt. Es zeigen:

Fig. 1 eine schematische Darstellung einer ersten Ausführungsform der Erfindung;

- 10 Fig. 2 die spektrale Intensitätsverteilung des Fluoreszenzspektrums von kariösen und nichtkariösen Bereichen der zu untersuchenden Zähne;

Fig. 3 eine schematische Darstellung eines zweiten Ausführungsbeispiels der Erfindung;

15

Fig. 4 eine Darstellung des Zeitverlaufs der Fluoreszenzstrahlung, die von kariösen und nichtkariösen Bereichen der zu untersuchenden Zähne emittiert wird;

Fig. 5 eine schematische Darstellung eines dritten Ausführungsbeispiels der Erfindung.

20

Fig. 1 zeigt ein erstes Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Vorrichtung. Die Vorrichtung zum Erkennen von Karies besteht im wesentlichen aus einer Emissionseinrichtung 1 zum Erzeugen von gepulster Primär-Strahlung und einer Detektiereinrichtung 2 zum Erfassen der von dem zu observierenden Zahn zurückgestrahlten Sekundär-Strahlung.

25

Die Auswerteeinrichtung 2 umfaßt im dargestellten Ausführungsbeispiel eine Kamera 5 und einen Detektor 4, wobei die Kamera zur visuellen Beobachtung der Sekundär-Strahlung und der Detektor zur quantitativen Auswertung derselben vorgesehen sind.

30

Als Kamera eignet sich sowohl eine gewöhnliche Photokamera als auch eine Videokamera. Die über das Filter 6 in die Detektiereinrichtung 2 eintretende Sekundär-Strahlung wird an einem Strahlteiler 8 aufgeteilt und gelangt sowohl in die Kamera als auch über den Umlenkspiegel 7 in den Detektor 4. Das Filter 6 dient zum Selektieren eines Spektralbereichs mit besonders hoher Intensität der zurückgestrahlten Sekundär-

35

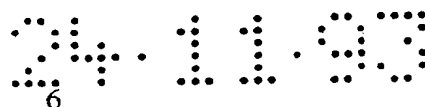
Strahlung und gleichzeitiger Unterdrückung der Hintergrundstrahlung.

93 17 984

24.11.93

- Die Emissionseinrichtung 1 weist eine gepulste Lichtquelle, im dargestellten Ausführungsbeispiel einen pulsbetriebenen Laser 13 auf. Der Pulsbetrieb des Lasers kann z.B. durch die Güteschaltung (Q-Switching) des Laser-Resonators erreicht werden. Als geeigneter Laser kommt insbesondere ein Stickstoff (N<sub>2</sub>)-Laser, aber auch
- 5 ein Nd:YAG-Laser oder Krypton-Laser, in Betracht. Die zeitliche Länge der von dem Laser 13 erzeugten Anregungs-Impulse beträgt einige Nanosekunden, typischerweise 20 ns. Die Wiederholfrequenz kann im Bereich zwischen 1 und 100 Hz, vorzugsweise bei etwa 10 Hz, liegen. Die Wellenlänge der Anregungs-Pulsquelle liegt vorzugsweise im blauen bis ultravioletten Spektralbereich, bei einem Stickstofflaser bei 337 nm. Die von
- 10 der Anregungspulsquelle 13 erzeugten Anregungs-Impulse gelangen über den teildurchlässigen Spiegel 15, der einen geringen Reflexionsfaktor aufweist, und die Fokussierlinse 17 und ggfls. einen weiteren teildurchlässigen Spiegel 16 an den Ausgang der Emissionseinrichtung 1.
- 15 Die Emissionseinrichtung weist vorzugsweise zur Synchronisation der Emissionseinrichtung 1 und der Detektereinrichtung 2 einen entsprechenden Impulserzeuger 10-12 auf. Im dargestellten Ausführungsbeispiel besteht der Impulserzeuger aus einer schnellen Photodiode 10, einem nachgeschalteten Verstärker
- 20 Pulsformers 12 kennzeichnet das Ende des Anregungs-Intervalls der Emissionseinrichtung 1. Mittels dieses Synchronisationsimpulses und einer variablen Verzögerungsschaltung 25 ist es möglich, ein Auswerteintervall, in welchem der Detektor 4 und die Kamera 5 sensitiv sind, in Bezug auf das Anregungs-Intervall zeitverzögert einzustellen. Im dargestellten Ausführungsbeispiel kommt eine Kamera
- 25 mit entsprechender Verschlussvorrichtung (z.B. Proxitronic, NCA) zum Einsatz, die lediglich während eines einstellbaren Zeitintervalls aufnahmebereit ist. Die Verzögerung zwischen Anregungs- und Auswerte-Intervall beträgt vorzugsweise etwa 20 ns, die Länge des Auswerte-Intervalls vorzugsweise etwa 10 ns. Der Detektor 4 dient zur quantitativen Auswertung der Intensität der Sekundär-Strahlung. Als Detektor eignet
- 30 sich insbesondere ein optischer Mehrkanalanalysator (z.B. Hamamatsu IMD C4560). Mit einem optischen Mehrkanalanalysator ist eine ortsauflösende parallele Mehrkanalauswertung möglich. Die Auswertung kann in der nachgeschalteten quantitativen Erfassungsschaltung 22 z.B. in der Weise vorgenommen werden, das die von dem Detektor erfaßten Intensitäten der Sekundär-Strahlung erfaßt und mit einem
- 35 Schwellwert verglichen werden. Bereiche mit abweichender Intensität der Sekundär-Strahlung deuten auf das Vorliegen von Karies hin.

93.17.984



- Die von der Emissionseinrichtung 1 emittierte Primärstrahlung gelangt in dem mit Fig. 1 dargestellten Ausführungsbeispiel über ein Glasfasersystem 23,24 zu dem zu untersuchenden Zahn 3. Das Glasfasersystem 23,24 weist dabei zwei optisch getrennte Lichtleiterelemente 23,24 zum einen zur Übertragung des von der Emissionseinrichtung emittierten Anregungsimpulses zu dem untersuchenden Zahn 3 und zum anderen zur Übertragung der von dem Zahn 3 emittierten Sekundär-Strahlung zur der Detektiereinrichtung 2 auf. Das Lichtleiterelement 24 kann in bekannter Weise ein geordnetes, kohärentes zur Bildübertragung geeignetes Faserbündel aufweisen. Ferner kann das Lichtleiterelement 23 gegenüber dem Lichtleiterelement 24 verschiebbar ausgeführt sein, um bei gleichbleibendem Betrachtungsabstand den Lichtleiter 23 näher an den zu untersuchenden Zahn heranzuführen und einzelne Stellen des Zahns 3, z.B. eine Kaverne 19, näher untersuchen zu können. Der zu untersuchende Zahn 3 wird somit im Bereich des Strahlbündels 26 mit der Primär-Strahlung beleuchtet.
- Die von dem zu untersuchenden Zahn 3 zurückgestrahlte Sekundär-Strahlung gelangt somit über das Lichtleiterelement 24 an den Eingang der Detektiereinrichtung 2 und weiter wie bereits beschrieben nach Durchtritt durch das Filter 6 über das Spiegelsystem 7 und 8 an den Detektor 4 und die Videokamera 5. Die Videokamera 5 dient zur in-situ-Beobachtung des zu untersuchenden Zahns 3 während des verzögerten Auswertintervalls. Das Videoausgangssignal der Videokamera 5 kann unmittelbar mittels eines Video-Sichtgerätes 20 beobachtet und mittels eines Video-Aufzeichnungsgerätes 21 aufgezeichnet werden. Insbesondere bei geringer Intensität der Sekundär-Strahlung oder geringem Signal/Rausch-Abstand kann es vorteilhaft sein, das Videosignal einer Integration oder Mittelwertbildung in einem elektronischen Bildspeicher 27 zu unterwerfen.

Die Einkopplung der von der Anregungs-Pulsquelle 13 emittierten Primär-Strahlung in das Lichtleiterelement 23 erfolgt über einen Eingangskoppler 18 und die Fokussierlinse 17. Um nichtfluoreszierende Gegenstände, wie z.B. Behandlungs- und Untersuchungsinstrumente, Zahnfüllungen oder den Kieferbereich sichtbar zu machen, kann die Emissionseinrichtung 1 weiterhin über eine Weißlicht-Quelle 14, z.B. eine Halogenlampe oder eine Quecksilberlampe verfügen. Sowohl die Emissionseinrichtung 1 als auch die Detektiereinrichtung 2 sollten vorzugsweise von einem lichtdichten Gehäuse 28 bzw. 29 umschlossen sein.

35



24.11.93

In Fig. 3 ist ein weites Ausführungsbeispiel der Erfindung dargestellt, wobei bereits anhand von Fig. 1 erläuterte Elemente mit den dort verwendeten Bezugszeichen bezeichnet sind. Eine diesbezügliche detaillierte Beschreibung erübrigt sich daher.

- 5 Zur weiteren Vereinfachung wurde lediglich das Kamera-System dargestellt. Im Gegensatz zu dem in Fig. 1 dargestellten Ausführungsbeispiel findet eine externe, der Kamera 5 vorgesezte Verschußeinrichtung 40, Verwendung. Als Kamera 5 kann daher eine handelsübliche, jedoch im roten Spektralbereich sehr empfindliche CCD-Kamera verwendet werden. An den Verschuß (Shutter) 40 sind bezüglich der
- 10 Schaltgeschwindigkeit aufgrund der Kürze des Auswerte-Intervalls von vorzugsweise 10 ns hohe Anforderungen zu stellen. Vorzugsweise eignen sich schnell arbeitende optoelektronische Verschußeinrichtungen.

- Anhand von Fig. 4 soll die der Erfindung zugrunde liegende Kinetik der
- 15 Fluoreszenzstrahlung erläutert werden. Dargestellt ist die Fluoreszenzstrahlung (Sekundär-Strahlung) bei vorhergehender Anregung mit ultrakurzen Lichtpulsen (Primär-Strahlung). Aufgetragen sind jeweils die Intensitäten der Fluoreszenzstrahlung gegenüber der Verzögerungszeit nach Abklingen des Anregungspulses. Die mit dem Bezugszeichen 41 gekennzeichnete Kurve entspricht der Fluoreszenzstrahlung eines
- 20 nichtkariösen, gesunden Zahngewebes, während die mit dem Bezugszeichen 42 bezeichnete Kurve Fluoreszenzstrahlung eines kariösen Zahnbereiches darstellt.

- Die Fluoreszenz wird durch Anregung endogener Fluorophore erzeugt. Es zeigt sich, daß kariöse Areale eine deutlich andere Fluoreszenzkinetik als Dentin- oder
- 25 Zahnschmelz aufweisen. Die Intensität der Fluoreszenzstrahlung gesunder, nichtkariöser Bereiche ist zwar anfänglich größer als die Intensität kariöser Zahn-Areale, jedoch klingt die Fluoreszenzintensität von gesundem Zahngewebe gegenüber der Fluoreszenzintensität von kariösen Arealen wesentlich schneller ab. Dieser Effekt wird bei der vorliegenden Erfindung dadurch ausgenutzt, daß die von dem Zahn emittierte
- 30 Fluoreszenzstrahlung (Sekundär-Strahlung) in einem verzögerten Zeitfenster (Auswerte-Intervall) untersucht wird, in welchem sich die Intensitäten des gesunden und kariösen Zahngewebes deutlich unterscheiden. Während im Zeitintervall 43 die Fluoreszenzintensität 41 vom gesunden Zahngewebe größer ist als die Fluoreszenzintensität von kariösen Arealen, sind die Verhältnisse in dem Zeitintervall
- 35 44 gerade umgekehrt. Die Zeitintervalle 43 und 44 sind daher beide prinzipiell als Auswerte-Intervalle geeignet; vorzugsweise ist jedoch ein Auswerte-Intervall mit einer Verzögerungszeit von zumindest 20 ns gegenüber dem Anregungsimpuls zu verwenden.

93.17.984



24 11 90  
8

An dieser Stelle muß betont werden, daß ein wesentlicher Vorteil der vorliegenden Erfindung darin zu sehen ist, daß zur Auswertung unmittelbar Intensitätsunterschiede herangezogen werden können, die mittels einer Kamera unmittelbar sichtbar gemacht werden können. Eine Differenz- oder Quotientenbildung, die bei Beobachtung mit einer elektronischen Kamera in einem Bildspeicher vorgenommen werden müßte und einen erheblichen Rechenaufwand erfordern würde, erübrigt sich daher.

In Fig. 5 ist ein weites Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung dargestellt. Bereits beschriebene Elemente sind mit den bereits verwendeten Bezugszeichen bezeichnet.

Sowohl zur Übertragung der Primär-Strahlung als auch zur Übertragung der Sekundär-Strahlung findet in dem dargestellten Ausführungsbeispiel ein gemeinsamer Lichtleiter 50 Verwendung. Der Lichtleiter 50 hat den gleichen Aufbau wie das Lichtleiterelement 24 in den Figuren 1 und 3, d.h. der Lichtleiter 50 besteht aus einem kohärenten, geordneten Faserbündel, bei dem die einzelnen Fasern an der Eintritts- und der Austrittsfläche in gleicher Weise angeordnet sind. Der Lichtleiter 50 eignet sich daher in gleicher Weise wie das Lichtleiterelement 24 zur Bildübertragung. Die Primär-Strahlung wird mittels einer Kondensorlinse 51 gebündelt und über einen teildurchlässigen Spiegel 52 dem Lichtleiter 50 zugeführt. Die Austrittsfläche des Lichtleiters 50 kann mit einer Linse 53 versehen sein, die die Abbildungsfunktion des Bildleiters 50 verbessert. Vorteilhaft ist insbesondere die Verwendung eines Lichtleiters hoher Apertur, da auf diese Weise mehrere Zähne gleichzeitig untersucht werden können. Die von dem oder den nicht dargestellten Zahn oder Zähnen zurückgestrahlte Sekundär-Strahlung wird ebenfalls in dem Lichtleiter 50 geführt und gelangt über den Teilspiegel 52 und die Feldlinse 54 an den Eingang der Detektiereinrichtung 2. Mit dem in Fig. 5 dargestellten Ausführungsbeispiel ist es daher möglich, einen konventionellen Bildleiter für die Übertragung sowohl der Primär- als auch der Sekundär-Strahlung zu verwenden.

90 17 90 84

24.11.93

## Schutzansprüche

- 5 1. Vorrichtung zum Erkennen von Karies an Zähnen, mit  
einer Emissionseinrichtung (1) zum Erzeugen von Primär-Strahlung einer vorgegebenen  
Wellenlänge, die auf den zu observierenden Zahn (3) gerichtet ist, und  
einer Auswerteeinrichtung (2) zum Erfassen der von dem zu observierenden Zahn (3)  
zurückgestrahlten Sekundär-Strahlung mit einem in dem Spektralbereich der  
10 zurückgestrahlten Sekundärstrahlung lichtempfindlichen Element (4,5),  
dadurch gekennzeichnet,  
daß die Emissionseinrichtung (1) die Primärstrahlung gepulst während eines Anregungs-  
Intervalls erzeugt, und  
daß das lichtempfindliche Element (4,5) der Detektiereinrichtung (2) nur während eines  
15 gegenüber dem Anregungs-Intervall zeitverzögerten Auswerte-Intervalls sensitiv ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet,  
daß die Emissionseinrichtung (1) einen Impulserzeuger (10-12) zur Erzeugung eines zu  
20 dem Anregungs-Intervall synchronen Steuerimpulses aufweist und daß der Steuerimpuls  
der Detektiereinrichtung zugeführt wird.
3. Vorrichtung nach Anspruch 2,  
dadurch gekennzeichnet,  
25 daß der Impulserzeuger einen optoelektronischen Wandler (10), insbesondere eine  
Photodiode, und einen nachgeschalteten Impulsformer (12) aufweist.
4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3,  
dadurch gekennzeichnet,  
30 daß es sich bei dem lichtempfindlichen Element um eine Kamera, insbesondere eine  
Videokamera (5), handeln.
5. Vorrichtung nach Anspruch 4,  
dadurch gekennzeichnet,  
35 daß die Kamera (5) zeitsteuerbar ist und nur während des Auswerte-Intervalls  
aufnahmebereit ist.

9317984

24 11 93  
10

6. Vorrichtung nach Anspruch 4,  
dadurch gekennzeichnet,  
daß vor der Kamera (5) ein optoelektronischer oder mechanisch arbeitender Verschluß  
(40) vorgesehen ist.

5

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 6,  
dadurch gekennzeichnet,  
daß die Kamera (5) mit einem Sichtgerät (20) und/oder einem Aufzeichnungsgerät (21)  
und/oder einem Bildspeicher (27) verbunden ist.

10

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7,  
dadurch gekennzeichnet,  
daß das lichtempfindliche Element einen Detektor (4) zur quantitativen Erfassung der  
Intensität der Sekundärstrahlung aufweist.

15

9. Vorrichtung nach Anspruch 8,  
dadurch gekennzeichnet,  
daß der Detektor (4) zur orts aufgelösten Auswertung einen optischen Mehrkanal-  
Analysator (OMA) aufweist.

20

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9,  
dadurch gekennzeichnet,  
daß die Emissionseinrichtung (1) als pulsierende Lichtquelle einen Laser (13),  
insbesondere einen Stickstoff-Laser, einen Nd:YAG-Laser oder einen Krypton-Laser,  
aufweist.

25

11. Vorrichtung nach Anspruch 10,  
dadurch gekennzeichnet,  
daß die Emissionseinrichtung (1) weiterhin eine Weißlicht-Quelle (14), insbesondere  
eine Halogenlampe oder Quecksilberdampf Lampe, aufweist.

30

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11,  
dadurch gekennzeichnet,  
daß zur Übertragung der Primärstrahlung von der Emissionseinrichtung (1) zu dem zu  
observierenden Zahn (3) und/oder der Sekundärstrahlung von dem zu observierenden  
Zahn (3) zu der Detektiereinrichtung (2) ein Lichtleiter (23,24), insbesondere ein  
Glasfaser-Lichtleiter, vorgesehen ist.

35

93 17 98 4

24.11.93

13. Vorrichtung nach Anspruch 12,  
dadurch gekennzeichnet,  
daß in dem Lichtleiter zwei insbesondere koaxial baulich vereinigte und optisch isolierte  
5 Lichtleiterelemente (23,24) zur getrennten Übertragung der Primär- und  
Sekundärstrahlung vorgesehen sind.
14. Vorrichtung nach Anspruch 13,  
dadurch gekennzeichnet,  
10 daß das Lichtleiterelement (24) zur Übertragung der Sekundär-Strahlung durch einen  
ein geordnetes, kohärentes Faserbündel aufweisenden Bildleiter gebildet wird.
15. Vorrichtung nach Anspruch 13 oder 14,  
dadurch gekennzeichnet,  
15 daß die Lichtleiterelemente (23,24) gegeneinander axial verschiebbar angeordnet sind.
16. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 12 bis 15,  
dadurch gekennzeichnet,  
20 daß zur Einkopplung der Primär-Strahlung in den Lichtleiter (50) eine Kondensorlinse  
(51) und zur Auskopplung der Sekundär-Strahlung aus dem Lichtleiter (50) ein  
teildurchlässiger Spiegel (52) und/oder eine Feldlinse (54) vorgesehen sind.
17. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 16,  
dadurch gekennzeichnet,  
25 daß der Beginn des Auswerte-Intervalls gegenüber dem Ende des Anregungs-Intervalls  
um etwa 20 ns zeitverzögert ist.
18. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 17,  
dadurch gekennzeichnet,  
30 daß die Länge des Anregungs-Intervalls etwa 20 ns beträgt und die Länge des  
Auswerteintervalls etwa 10 ns beträgt.
19. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 18,  
dadurch gekennzeichnet,  
35 daß die Wellenlänge der Primärstrahlung im Bereich zwischen 300 nm und 500 nm  
liegt.

9317984

24.11.93  
12

20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 19,  
dadurch gekennzeichnet,  
daß dem lichtempfindlichen Element (4,5) ein Filter (6) vorgesetzt ist, dessen  
Durchlaßbereich im Bereich der Fluoreszenzstrahlung des zu observierenden  
5 Zahnschmelzes (3), insbesondere im Bereich des Maximums der spektralen Verteilung  
der von einem kariösen Areal (19) des Zahnschmelzes emittierten Fluoreszenzstrahlung,  
liegt.

9317984

24.11.93

Fig. 1

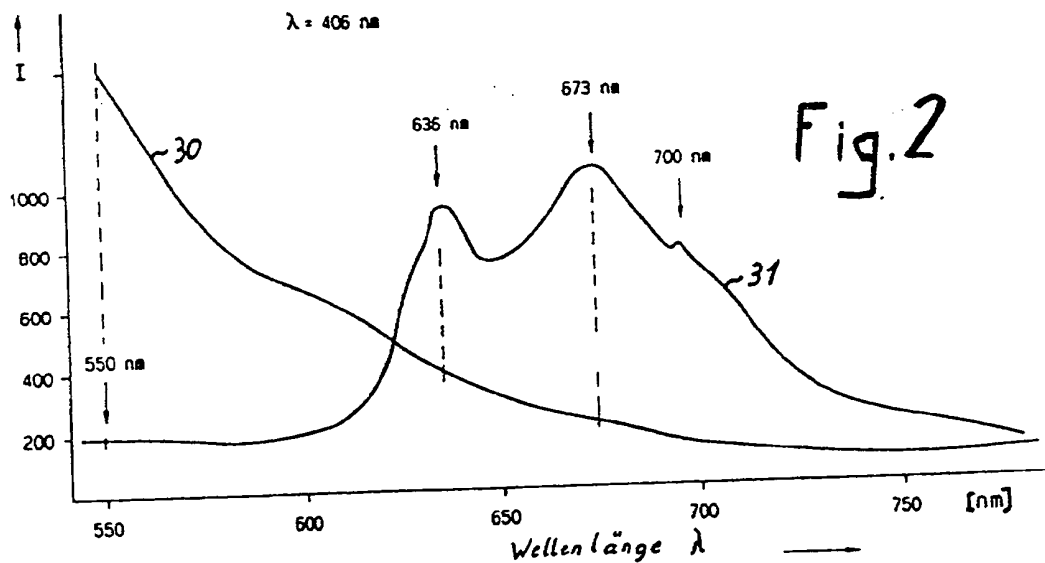
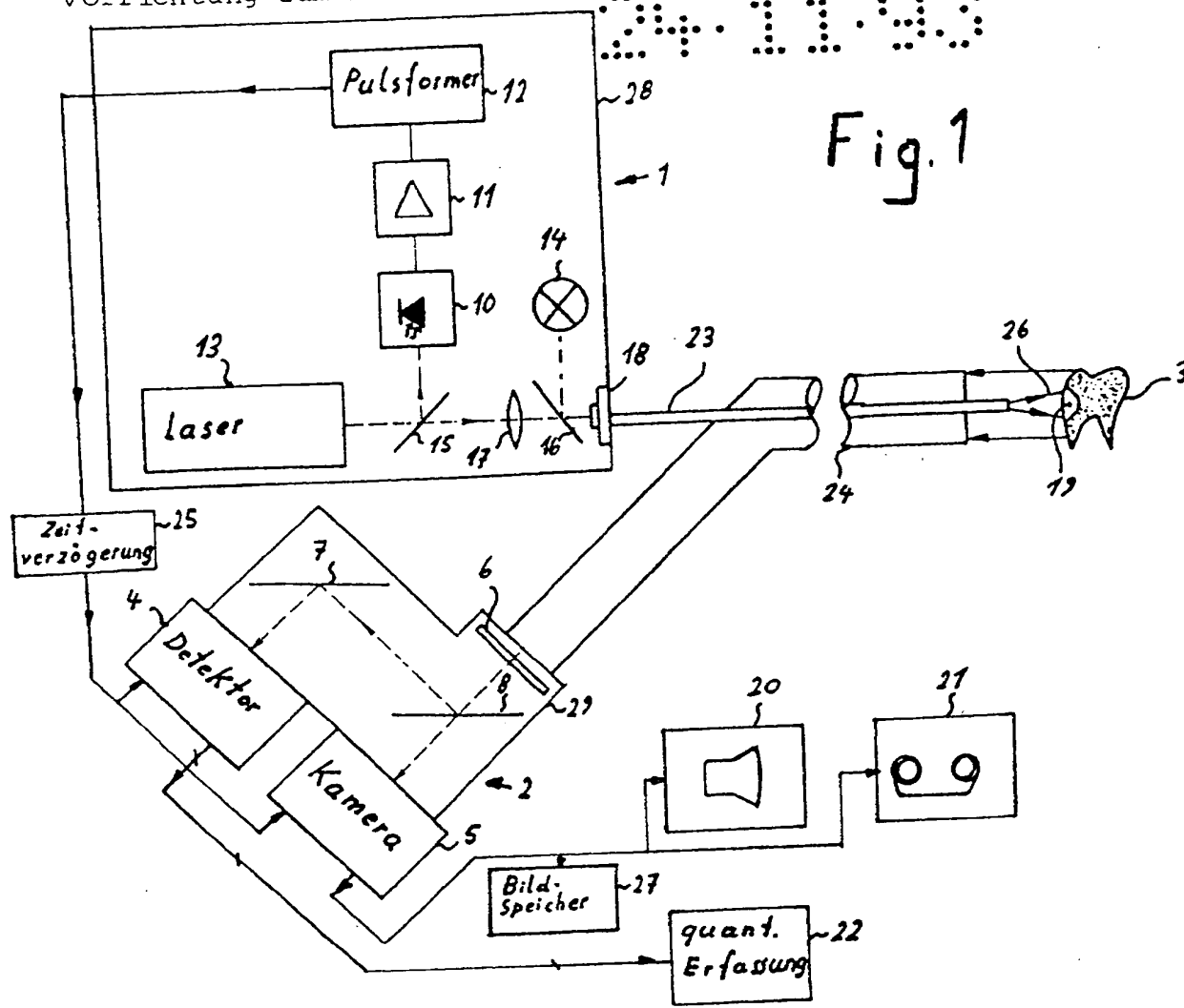
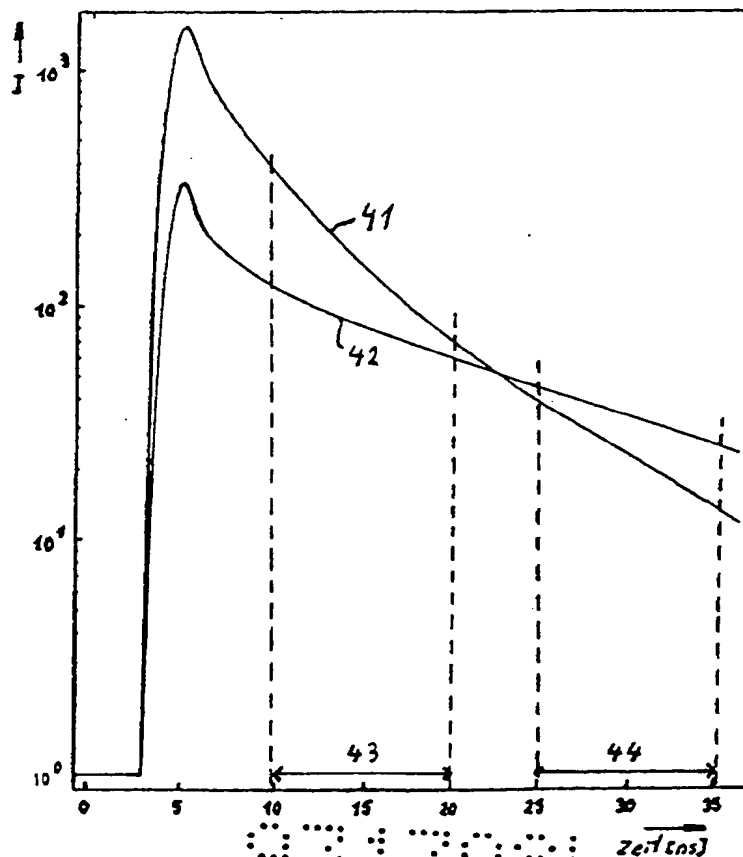
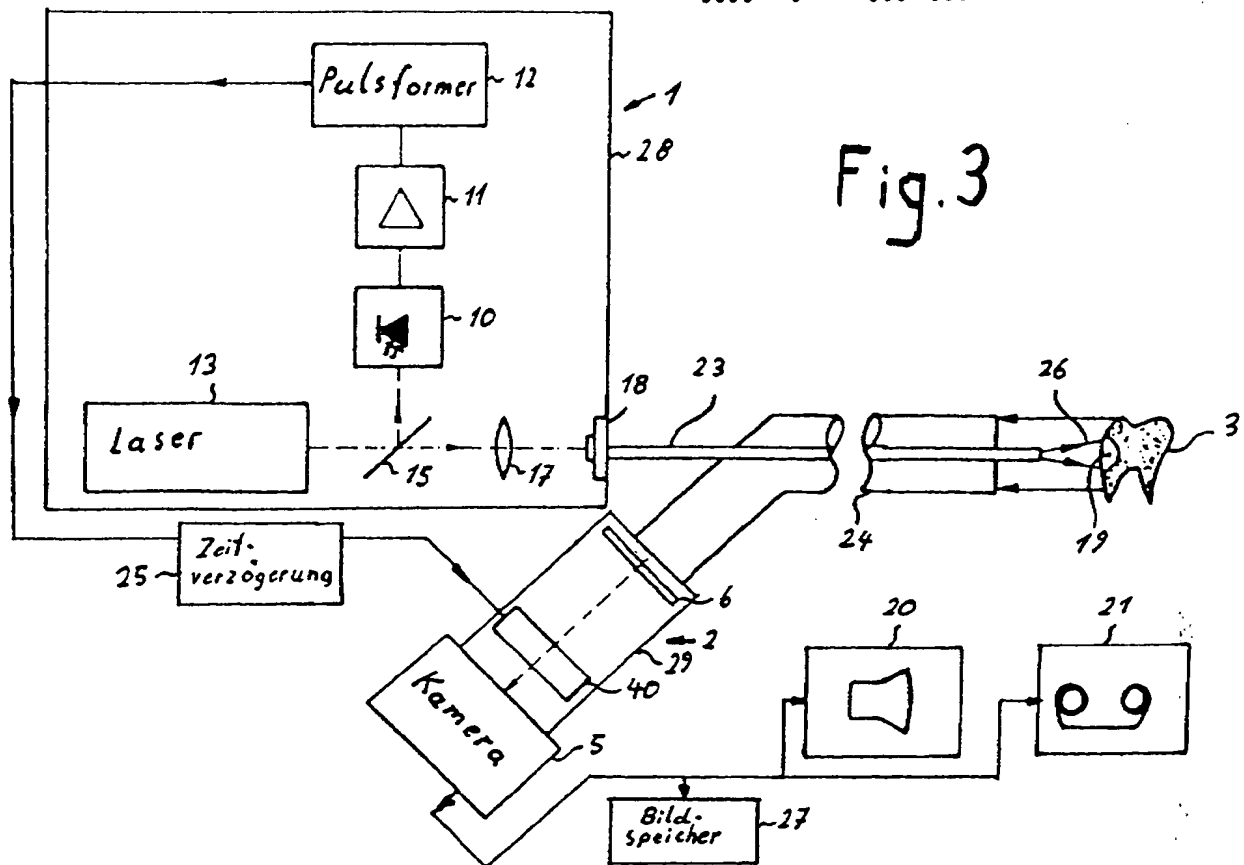


Fig. 2

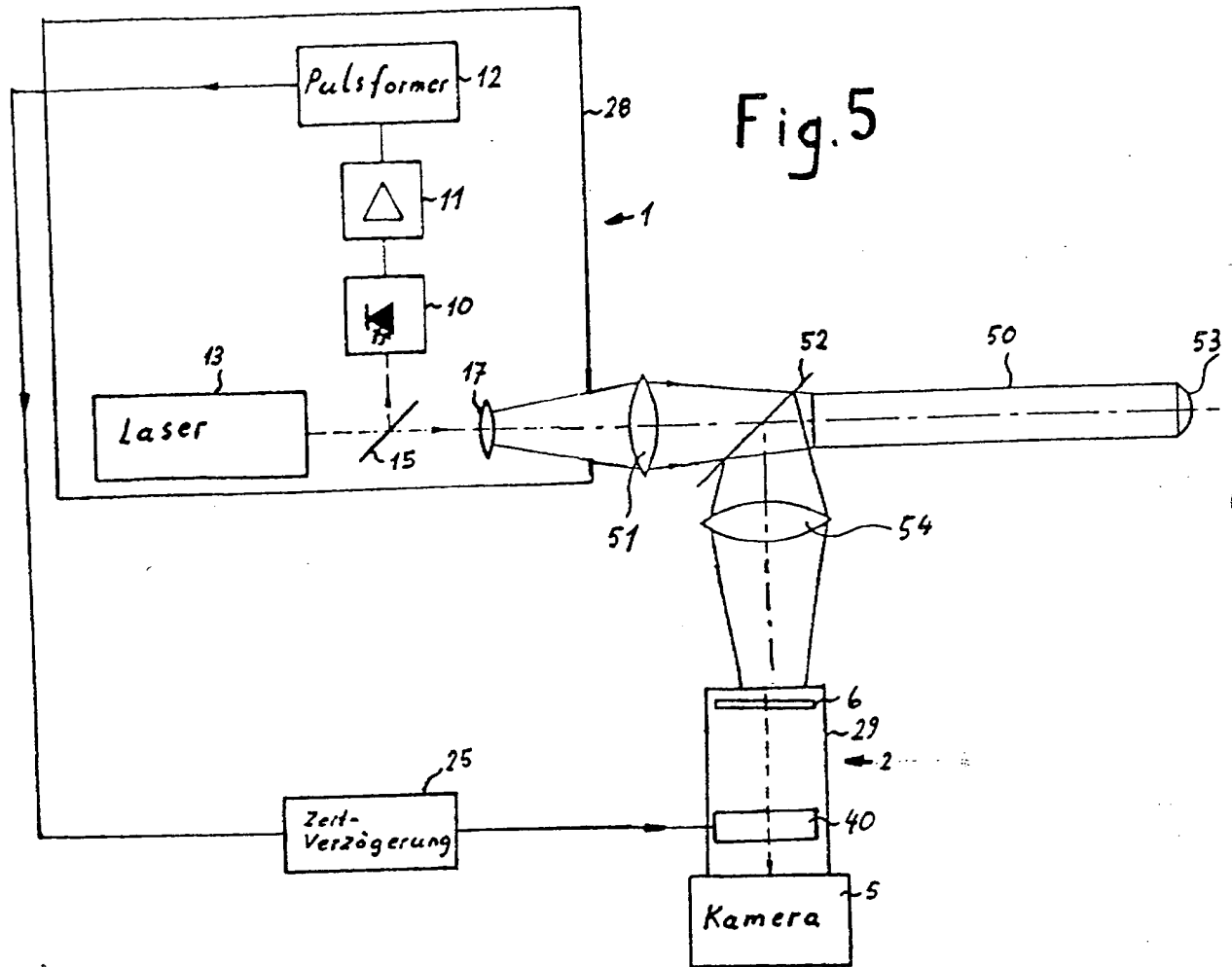
9317984

24.11.90



24.11.90

24.11.93



9317984